

特開平7-234161

(43) 公開日 平成7年(1995)9月5日

(51) Int.Cl. ⁸	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 K 7/00	3 4 1 D			
A 6 1 B 5/00	1 0 1 E	7638-4C		
	1 0 2 C	7638-4C		
G 0 1 K 1/02	E			
G 0 6 F 11/30	A	7313-5B		

審査請求 未請求 請求項の数9 O L (全4頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平6-291363
 (22) 出願日 平成6年(1994)11月25日
 (31) 優先権主張番号 9 3 0 9 1 2
 (32) 優先日 1993年11月26日
 (33) 優先権主張国 アイルランド (I E)

(71) 出願人 594193634
 ノエル エドワード エバンズ
 イギリス国, ロンドンデリー ビーティー
 45 8エルダブリュ, マグラフエルト, ベ
 ラジー, ガラダフ ロード 189, 'セイ
 ラク'
 (71) 出願人 594193645
 ウィリアム ニュー
 アメリカ合衆国, カリフォルニア 94062,
 ウッドサイド, スカイウッド ウェイ 95
 (74) 代理人 弁理士 石田 敏 (外3名)

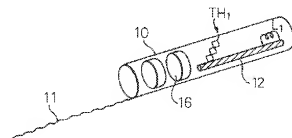
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体温監視装置

(57) 【要約】

【目的】 身体の内蔵に挿入されるためのトランスミッタと物理的に分離したレシーバユニットを含む身体の内蔵を監視する装置を提供する。

【構成】 トランスミッタユニットはサーミスタ T H 1 とサーミスタの抵抗の変動が信号変調として符号化される無線信号を伝送するための無線トランスミッタ 1 2 を収容する筐体 1 0 を含む。レシーバユニットは無線信号を検出し復調するためのレシーバを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 計測されるべき体温に応じて変化する電気的特性と、電気的特性の変動が変調信号として符号化される無線信号を送送するための無線トランスミッタと、を有する要素を収容する筐体であって、身体の腔に挿入するための筐体を含むトランスミッタユニットと、無線周波を検出し復調するための物理的に分離したレシーバと、からなる体温監視装置。

【請求項2】 前記筐体が、パルス間の周期が電気的特性の値に依存するパルス列、およびパルス列によって振幅変調される無線信号を供給する電気的回路を内蔵する請求項1に記載の体温監視装置。

【請求項3】 前記電気的回路が、タイミング要素として要素を有するリクゼーション発振器を有する請求項2に記載の体温監視装置。

【請求項4】 前記無線トランスミッタが、UHF帯域で動作するSAWR制御される発振器から構成される請求項2または3に記載の体温監視装置。

【請求項5】 前記レシーバユニットが、パルス列を受信するための無線レシーバと、そこから体温を検出するための手段とから構成される請求項2、3または4のいずれか1項に記載の体温監視装置。

【請求項6】 前記無線レシーバが、中心周波数制御のためにSAWRを使用する超再生検出器で構成される請求項5に記載の体温監視装置。

【請求項7】 パラメータ値を検出するための手段がマイクロコンピュータである請求項5または6に記載の体温監視装置。

【請求項8】 要素がサーミスタである請求項1から7のいずれか1項に記載の体温監視装置。

【請求項9】 筐体が腔の挿入するために円筒形状である請求項1から8のいずれか1項に記載の体温監視装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は体温監視装置に係わり、特に女性の体温の監視装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 女性の体温の監視は排卵、従って妊娠の可能性を示す確立された方法である。得られる情報は試験管中における受胎および避妊指導に有用である。体温測定は通常口体温計またはより正確には直腸もしくは膣センサによって家庭で実施される。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 この種の体温の記録は、正確に取り扱うことに慣れない観察者にとって大抵は困難なものである。調査によれば婦人は毎日同時刻に計測していないし、一回の読取値の手書き記録が誤差をもたらしがちであることを示している。さらに得られたデータは、もし例えば夜中に半連続的に読取が行われ

たならばより信頼性があるが、従来の体温計の使用によることは実用的ではない。

【0004】 本発明の目的は、採取され記録されるべき多重読取を許容するように長期間の装着が可能な体温のような生理学的パラメータを監視する装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段および作用】 本発明によれば、計測されるべき体温に応じて変化する電気的特性と、電気的特性の変動が変調信号として符号化される無線信号を送送するための無線トランスミッタと、を有する要素を収容する筐体であって、身体の腔に挿入するための筐体を含むトランスミッタユニットと、無線周波を検出し復調するための物理的に分離したレシーバとからなる体温監視装置が提供される。

【0006】

【実施例】 図示した装置は女性の体温を監視するための装置であって、主に体温を監視し、増幅された変調無線周波としてそれを伝送するトランスミッタユニット（図1、2および3を参照）と、その信号を検出し復調する物理的に分離したレシーバとから構成される。

【0007】 トランスミッタユニットは、図1に示すように直径約10ミリメートル、長さ約30ミリメートルの中空で、密閉された、金属製でない円筒状に形成されたタンボン型の筐体10から構成される。使用時には筐体10は対象者の腔に挿入されるため、これは適当な医学的に証明された保護コーティング材料で製造あるいはコーティングされている。

【0008】 対象者の体温はサーミスタTH1によって検出されるが、これは筐体10の壁中に、身体組織からの良好な熱伝達を確保するために表面の直下に位置する。周知のようにサーミスタの抵抗はその温度の関数として変化する。筐体10中に、図2に示す回路が構成されているプリント基板がある。この回路は、サーミスタTH1によって計測される温度をパルス間隔周期が計測されるべき温度に依存するパルス列に変換するベースバンドジェネレータ13と、レシーバユニットに対するアンテナとして機能するタンクインダクタL1によって伝送されるUHF無線周波数信号としてパルス列を振幅変調するキー化された無線発振回路14とから構成されている。

【0009】 ベースバンドジェネレータ13は、本質的に低電力CMOS前置増幅器A1で構築されるリクゼーション発振器である。この回路は、パルス間隔周期Tが曲線状に形成されたサーミスタTH1の抵抗に直接比例するパルス列出力を形成するベースバンド信号15（図3）を発生する。従ってTは、発行された製造者の表を使用することによりサーミスタの温度に関連させることができる。

【0010】 発振器は、（ステアリングダイオードD1

を介して充電する) キャパシタ C1 と抵抗 R2、あるいは (キャパシタ放電のための) R1 と TH1 の直列結合によって設定される 2 つの動作時間定数を有する。抵抗 R3、R4 および R5 は回路中の正帰還回路を形成し、発振サイクルの比較スイッチングしきい値を決定する。適当な要素の値は、低電力消費モードにおける能動的な無線周波数源をキープするのに適当な低デューティサイクルを有する出力 15 を生成する。

【0011】無線周波数発振回路 14 は、共通ベースでコルピッツ構成の能動的ゲイン要素であるトランジスタ Q1 から構成される。抵抗 R6 および R7 は発振器のバイアス電流を設定し、R8 はまたオン/オフ制御を提供する。キャパシタ C3 および C4 は、フィードバックを形成し、表面音波共振器 SAWR によって決定されるように 41.8 メガヘルツの望ましい UHF 動作周波数でインダクタ L1 と共振する。このような共振器は、周波数帯域 200-2000 メガヘルツ以上である回路を許容するものとして使用可能である。キャパシタ C2 は、内部バッテリー電源 16 (図 1) によって直流 3 ないし 6 V に設定される電源供給線 +Vcc をデカップルする。

【0012】従って、放射インダクタあるいは印刷されたループアンテナであるインダクタ L1 から放射される出力は、ベースバンド発振器 13 によって設定されるデューティサイクルを有するパルス振幅変調 (PAM) された波形 17 を構成する。これはレシーバユニットによって検出される信号である。レシーバユニット (図 4) は、対象者の身体を妨害しない、例えば無線ページと同等のコンパクトな携帯ユニットを提供する筐体 18 中に収容される。

【0013】レシーバユニット中において、伝送された PAM 波形は内蔵アンテナ 20 を有する適当な低電力レシーバ 19 によって受信される。レシーバ 19 は中心周波数制御のための SAWR を使用した超再生検出であることが望ましい。この出力は、トランスミッタユニットにおいて発生される原ベースバンド波形 15 に近似しており、従って体温情報を含んでいる。

【0014】マイクロコンピュータ 21 は、(例えば参照表を使用して) 体温データを抽出するためにベースバンド信号を処理し、要求時にトレンド表示のためにそれを記憶する。マイクロコンピュータは特定の機能を実

行する、例えば体温サンプリングのタイミシングおよび期間当りに記憶されるサンプル数を設定するためにプログラムされるレシーバユニットを動作させるための制御入力 22 を有する。従って、トランスミッタユニットは連続的に体温を監視し、対応する PAM 信号を伝送するけれども、レシーバユニットはプログラムによって決定される時刻にこの信号をサンプリングし処理するだけである。制御データ入力はプラグインキーボードあるいは他のコンピュータから供給される。データ出力 23 は、適当に、例えば 10 日間の計測周期の終わりに読み出されるマイクロコンピュータのメモリを起動するために供給される。

【0015】最後に LCD ディスプレイ 24 は “動作中”、“最終体温読み込み”、“バッテリー電圧低”等の出力を有する状況表示器を提供する。レシーバユニットは充電可能なバッテリーパック (図示せず。) によって駆動され、マイクロコンピュータはリアルタイムクロック、バッテリー電力を保護するための “スリープ” モードに入る能力を装備することが望ましい。

【0016】レシーバユニットは通常身体に挿着されるが、トランスミッタユニットによって伝送される信号の領域は睡眠期間中にレシーバユニットを取り外すことを許容するための 1-2 メートルである。装置は動物あるいは人間に使用可能である。従ってトランスミッタユニットの筐体 10 は挿入されるべき適当な腔に適合する大きさとして製作されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【図 1】図 1 は実施例のトランスミッタユニットである。

【図 2】図 2 はトランスミッタ中の電気回路図である。

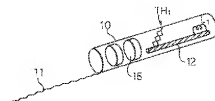
【図 3】図 3 はトランスミッタユニットの電気回路の各点における信号の性質をしめす図である。

【図 4】図 4 は実施例のレシーバユニットのブロックダイアグラムである。

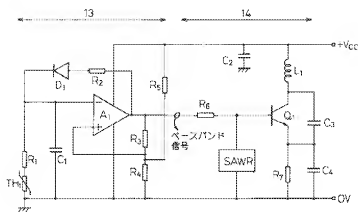
【符号の説明】

- 10…筐体
- 11…アンテナ
- 12…無線トランスミッタ
- 16…バッテリー電源

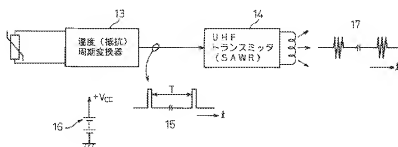
【図 1】



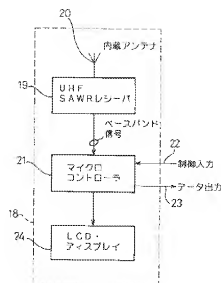
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.⁶

G 0 8 C 19/00

H 0 4 B 7/00

識別記号

特許整理番号

V

9298-5K

F I

技術表示箇所

(71) 出願人 594028277

ジョン マックーン アンダーソン
イギリス国、ダウン ビーチー18 0 エ
ヌジー、ハリウッド、トーランジ 16

(72) 発明者

ジョン マックーン アンダーソン
イギリス国、ハリウッド ビーチー18
0 エヌジー、トーランジ 16

(72) 発明者

ノエル エドワード エバンズ
イギリス国、ロンドンデリー ビーチー
45 3 エルグブリュ、マゲラフェルト、ベ
ラジー、ガラダフ ロード 189、'セイ
ラク'

(72) 発明者

ウィリアム ニュー
アメリカ合衆国、カリフォルニア 94062、
ウッドサイド、スカイウッド ウェイ 95